

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-202283
(P2002-202283A)

(43) 公開日 平成14年7月19日 (2002.7.19)

(51) Int.Cl.⁷

G 0 1 N 27/416
27/327

識別記号

F I

G 0 1 N 27/46
27/30
27/46

テマコード* (参考)

3 3 6 G
3 5 3 B
3 5 3 R
3 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-399056 (P2000-399056)

(22) 出願日 平成12年12月27日 (2000.12.27)

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 長谷川 美和

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(72) 発明者 渡邊 基一

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(74) 代理人 100072431

弁理士 石井 和郎

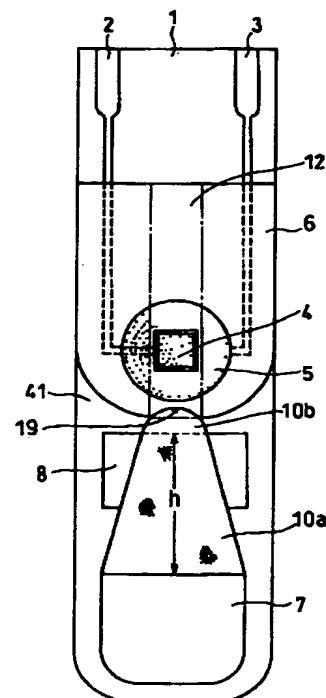
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイオセンサ

(57) 【要約】

【課題】 血球を濾過された血漿が迅速に電極系に達するようにフィルタを改良して、全血を測定対象とするバイオセンサを提供する。

【解決手段】 絶縁性の基板、前記基板上に設けられた測定極と対極を有する電極系、少なくとも酸化還元酵素と電子メディエータを含む反応層、前記電極系と前記反応層とを含み、末端部側に空気孔を有する試料液供給路、試料液供給部、および前記試料液供給路と試料液供給部との間に設けられた、血球をろ過するフィルタを具備し、前記フィルタで血球をろ過された血漿が毛細管現象によって前記試料液供給路内に吸引されるようにしたバイオセンサにおいて、フィルタの二次側の中央部を、左右両端部より試料液供給路内へ突出させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 絶縁性の基板、前記基板上に設けられた測定極と対極を有する電極系、少なくとも酸化還元酵素と電子メディエータを含む反応層、前記電極系と前記反応層とを含み、末端部側に空気孔を有する試料液供給路、試料供給部、および前記試料液供給路と試料供給部との間に設けられた、血球をろ過するフィルタを具備し、前記フィルタで血球をろ過された血漿が毛管現象によって前記試料液供給路内に吸引されるようにしたバイオセンサであって、前記フィルタの二次側の中央部が、左右両端部より前記試料液供給路内へ突出していることを特徴とするバイオセンサ。

【請求項2】 前記フィルタの二次側部分が、前記基板の表面と同じ平面への投影図において、弧状または半円形に形成されている請求項1記載のバイオセンサ。

【請求項3】 前記試料液供給路の幅が2.0mm以下である請求項1または2記載のバイオセンサ。

【請求項4】 前記試料液供給路の電極系を有する部分の高さが0.2mm以下である請求項3記載のバイオセンサ。

【請求項5】 前記フィルタの一次側部分を上下から保持する押さえ部を有し、それら押さえ部間の距離が1.5mm以下である請求項3または4記載のバイオセンサ。

【請求項6】 前記フィルタの二次側部分を上下から保持する押さえ部を有し、それら押さえ部間の距離が1.5mm以下である請求項3または4記載のバイオセンサ。

【請求項7】 前記フィルタの一次側の幅が5.0mm以下である請求項5または6記載のバイオセンサ。

【請求項8】 前記試料液供給路の開口端に、前記フィルタの二次側部分の下部に嵌合する凹部を有する請求項1または2記載のバイオセンサ。

【請求項9】 前記試料液供給路の断面積が前記フィルタの一次側の断面積より小さい請求項1または2記載のバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する分野】本発明は、試料中の特定成分について、迅速、高感度、かつ簡便に定量することができるバイオセンサ、特にコレステロールセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】従来のバイオセンサの例をグルコースセンサについて説明する。代表的なものとして、絶縁性の基板上にスクリーン印刷等の方法により、少なくとも測定極および対極を含む電極系を形成し、この電極系上に、親水性高分子、酸化還元酵素および電子メディエータを含む酵素反応層を形成したものがある。酸化還元酵素にはグルコースオキシダーゼが、また電子メディエータにはフェリシアン化カリウム、フェロセン誘導体、キ

ノン誘導体などの金属錯体や有機化合物などがそれぞれ用いられる。酵素反応層には、必要に応じて緩衝剤が加えられる。このバイオセンサの酵素反応層上に、基質を含む試料液を滴下すると、酵素反応層が溶解して、酵素と基質が反応し、この反応に伴い電子メディエータが還元される。酵素反応終了後、この還元された電子メディエータを電気化学的に酸化する酸化電流値から試料液中の基質濃度を求めることができる。

【0003】このタイプのグルコースセンサでは、酵素反応の結果生じた電子メディエータの還元体を電極で酸化し、その酸化電流値からグルコース濃度を求める。このようなバイオセンサは、測定対象物質を基質とする酵素を用いることで、様々な物質に対する測定が原理的には可能である。例えば、酸化還元酵素にコレステロールオキシダーゼまたはコレステロールデヒドロゲナーゼおよびコレステロールエステラーゼを用いれば、各種医療機関で診断指針に用いられる血清中のコレステロール値を測定することができる。コレステロールエステラーゼの酵素反応の進行は非常に遅いので、適切な界面活性剤を添加することにより、コレステロールエステラーゼの活性を向上させ、全体の反応に要する時間を短縮することができる。しかし、反応系に界面活性剤が含まれることから、界面活性剤が血球に悪影響を及ぼすため、グルコースセンサのように全血そのものを測定することは不可能である。

【0004】そこで、血球をろ過した血漿のみを迅速にセンサに供給するために、試料液供給路の開口部付近にろ過部を設ける提案がなされている。しかし、試薬層には、一般に溶解しやすい部分と溶解し難い部分がある。溶解しやすい部分は、試料液供給路の縁に沿う部分で、中央部は溶解し難い。フィルタを通過した試料液は、試料液供給路の縁を優先的に流れるため、中央部分が完全に溶け終わっていないにもかかわらず、試料液が試料液供給路の末端側の空気孔を塞いでしまい、中央部分に気泡が残る。そのような場合は、測定に必要な量の試料液が試料液供給路内へ導入されず、酵素反応が十分進行しない。また、電極上を気泡が覆うことで電極の実質的な反応面積が縮小され、測定誤差が生じる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記のような不都合をなくし、血球をろ過された血漿が迅速に電極系に達するように改良したバイオセンサを提供することを目的とする。本発明は、高精度で応答性が優れ、全血を測定対象とするコレステロールセンサを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明のバイオセンサは、絶縁性の基板、前記基板上に設けられた測定極と対極を有する電極系、少なくとも酸化還元酵素と電子メディエータを含む反応層、前記電極系と前記反応層とを含

み、終端部側に空気孔を有する試料液供給路、試料供給部、および前記試料液供給路と試料供給部との間に設けられた、血球をろ過するフィルタを具備し、前記フィルタで血球をろ過された血漿が毛管現象によって前記試料液供給路内に吸引されるようにしたバイオセンサであって、前記フィルタの二次側の中央部が、左右両端部より前記試料液供給路内へ突出していることを特徴とする。前記フィルタの二次側部分は、前記基板の表面と同じ平面への投影図において、弧状または半円形に形成されていることが好ましい。前記試料液供給路の断面積は、前記フィルタの一次側の断面積より小さいことが好ましい。そのようにするには、前記試料液供給路の幅を2.0mm以下、試料液供給路の電極系を有する部分の高さを0.2mm以下とするのが好ましい。

【0007】ここに用いるフィルタは、三次元的に連なる空隙部を有する多孔体からなり、この多孔体は毛管現象により血液を前記試料供給部側から試料液供給路側へ移動させるが、血漿と血球との流通抵抗の差により血球をろ過する作用を有する。このフィルタには、ガラス繊維、セルロース、パルプなどの好ましくは親水性の繊維から成る不織布、ろ紙、その他の多孔質体が用いられる。

【0008】

【発明の実施の形態】上記のように、本発明は、電極系と反応層とを含み、終端部側に空気孔を有する試料液供給路と、試料供給部との間に設けられた、血球をろ過するフィルタを具備し、前記フィルタで血球をろ過された血漿が毛管現象によって前記試料液供給路内に吸引されるようにしたバイオセンサにおいて、前記フィルタの二次側の中央部が、左右両端部より前記試料液供給路内へ突出していることを特徴とする。この構成により、妨害物質である血球をフィルタにより除去し、速やかにセンサの電極系へ血漿を流入させることができる。すなわち、フィルタの二次側の中央部が、左右両端部より試料液供給路内へ突出していることにより、試料液供給路の中央部分を優先的に流れることで、中央部分の試薬層を完全に溶解するので、気泡を試料液供給路の中央部分に残すことなく、速やかに試料液供給路に濾過された血漿を流入させることができる。反応層は、通常試薬の水溶液を展開し、乾燥することにより形成される。そのような反応層は、中央部分は端部よりも厚みが厚くなることも影響して、試料液は反応層の薄い部分から流入し、中央部分が溶解する前に血漿が空気孔を塞ぐこととなる。本発明によれば、フィルタの二次側の中央部が試料液供給路内へ突出させたことにより、中央部分へ優先的に試料液を流入させることが可能となる。

【0009】本発明に用いる電子メディエータとしては、フェリシアン化カリウムの他、コレステロールオキシダーゼなどの酸化還元酵素との電子伝達能を有するレドックス化合物から選択することができる。酸化還元酵

素は、測定対象物を基質とする酵素であり、グルコースを測定対象とするセンサでは、グルコースオキシダーゼを用いる。診断指針に用いられる血清中のコレステロール値を測定するには、コレステロールの酸化反応を触媒する酵素コレステロールオキシダーゼまたはコレステロールデヒドロゲナーゼとコレステロールエステルをコレステロールに変化させる過程を触媒する酵素コレステロールエステラーゼを用いる。コレステロールエステラーゼの酵素反応の進行は非常に遅いので、適切な界面活性剤を添加することにより、コレステロールエステラーゼの活性を向上させ、全体の反応に要する時間を短縮することができる。

【0010】これらは、センサ内の電極系上またはその近傍の位置に配置する。電極系を設けた基板に組み合わされて基板との間に電極系に試料液を供給する試料液供給路を形成するカバー部材を有するセンサでは、前記試料液供給路に露出する部分や試料液供給路の開口部などに設けることができる。いずれの位置であっても、導入された試料液によって反応層が容易に溶解して電極系に到達できることが好ましい。電極を保護し、形成される反応層の剥離を抑制するために、電極系上に接して親水性高分子層が形成されることが好ましい。また、電極系以外でも、反応層を形成する際の下地として親水性高分子層が形成されるか、または最下層の反応層に親水性高分子が含まれることが好ましい。電子メディエータを含む層は、溶解性を高めるために、界面活性剤と分離することが好ましい。また、保存安定性のために、コレステロールの酸化反応を触媒する酵素コレステロールエステラーゼと分離することが好ましい。血糖値を測定するバイオセンサでは、試料液が反応層へ導入されるのを容易にするため、電極系上に形成された層などを被覆するように、脂質を含む層を形成する例がある（たとえば特開平2-062952号公報）。本発明のコレステロールを測定するバイオセンサでは、反応層の一部が凍結乾燥法により形成されるか、カバー部材自体に界面活性剤が固定化される構成をとるのが好ましく、そのような構成にすると、脂質層はなくてもよい。親水性高分子としては、水溶性セルロース誘導体、特にエチルセルロース、ヒドロキシプロピルセルロース、カルボキシメチルセルロースの他、ポリビニルピロリドン、ポリビニルアルコール、ゼラチン、ポリアクリル酸およびその塩、デンプンおよびその誘導体、無水マレイン酸の重合体およびその塩、ポリアクリルアミド、メタクリレート樹脂、ポリ-2-ヒドロキシエチルメタクリレートなどを用いることができる。界面活性剤には、*n*-オクチル- β -D-チオグルコシド、ポリエチレングリコールモノドデシルエーテル、コール酸ナトリウム、ドデシル- β -マルトシド、ジュークローズモノラウレート、デオキシコール酸ナトリウム、タウロデオキシコール酸ナトリウム、N, N-ビス(3-D-グルコンアミドプロピル)デオ

キシコールアミドおよびポリオキシエチレン(10)オクチルフェニルエーテルから選択することができる。脂質としては、使用する場合、レシチン、ホスファチジルコリン、ホスファチジルエタノールアミン等のリン脂質で、両親媒性脂質が好適に用いられる。酸化電流の測定方法としては、測定極と対極のみの二電極方式と、参照極を加えた三電極方式があり、三電極方式の方がより正確な測定が可能である。

【0011】以下、具体的な実施の形態により本発明を詳細に説明する。図1は好ましい実施の形態に係るバイオセンサの分解斜視図である。1は絶縁性樹脂、例えばポリエチレンテレフタレートからなる絶縁性の基板を示す。この基板1は、図1における左側の上面に、スクリーン印刷により銀ペーストを印刷してリード2、3および電極系の下地を形成してある。基板1上には、さらに樹脂バインダーを含む導電性カーボンペーストを印刷することにより、測定極4と対極5を含む電極系を形成している。また、特定の領域に絶縁性ペーストを印刷することにより絶縁層6を形成してある。絶縁層6は、測定極4および対極5の露出部分の面積を一定とし、かつリード2および3を部分的に覆っている。基板1は、さらに右側部分に開口7を有する。この開口7の電極系側9は、後述するフィルタ10の二次側先端を位置決めするように、基板の表面と同じ平面への投影図において略半円形になっている。この半円形部9の隣接して方形の凹部8が設けられている。前記の基板1に組み合わせるスペーサ11は、左側に後述の試料液供給路を形成するためのスリット12を有し、右側に基板1の開口7と同じ形状の開口15を有する。開口15は、左側に半円形部19を有し、これに隣接して方形の凹部14を有する。

【0012】上補助カバー21は、スペーサ11のスリット12の終端部側に連通する空気孔22、スペーサ11の開口15の右半分、および基板1の開口7の右半分に連通する開口25、開口15および7の凹部14および8を有する部分と連通する開口24、並びに両開口24と25とを仕切る仕切部26を有する。上カバー31は、上補助カバー21の空気孔22および開口25にそれぞれ連通する空気孔32および開口35を有する。補助カバー41は、上補助カバー21の開口24に対応させて開口44を有する。下カバー51は平板からなる。以上の上カバー31、上補助カバー21、スペーサ11、下補助カバー41および下カバー51は、基板1と同様にポリエチレンテレフタレートからできている。フィルタ10は、ガラス繊維濾紙からなり、基板1と同じ平面への投影図において、図3のように、上辺が2mm、下辺が4mmで、高さが5mmの台形部10aとその上辺に連なった半径1mmの半円部10bからなる。

【0013】このセンサを組み立てるには、後述のように所定の部材に反応層を形成した後、下カバー51上

に、下補助カバー41をのせ、次いで、基板1をその絶縁層6の左端が下補助カバー41の左端と一致するように、下補助カバー41上にのせる。そして、フィルタ10をその二次側、すなわち左端が基板1の半円形部9およびスペーサ11の半円形部19に嵌合するように、下補助カバー41上にセットする。次に、これらの上に、スペーサ11、上補助カバー21および上カバー31を組み合わせる。こうして上記の基板1、スペーサ11、補助カバー21および41並びにカバー31および51を図1の一点鎖線で示すような位置関係をもって張り合わせることににより、図2のようなセンサが組み立てられる。フィルタ10は、上補助カバー21の仕切部26および下カバー41により台形部10aの下辺側、すなわち一次側が、また上補助カバー21と下補助カバー41により二次側の端部がそれぞれ上下から押さえられる。上カバー31の開口35、上補助カバー21の開口25、スペーサ11の開口15の右側部分、および基板1の開口7の右側部分が連通して、下補助カバー41を底とする凹部を形成する。この凹部が試料供給部となる。

【0014】上補助カバー21の開口24、下補助カバー41の開口44、並びにこれらに対応する開口15および開口7の凹部14および8の部分は、フィルタ10を一回り囲む空隙部を形成する。この空隙部の存在により、フィルタを通過せずにフィルタを保持している上補助カバー21や下補助カバー41などの表面を伝わって血球が電極系へ流入することを阻止することができる。基板1と上補助カバー21との間に、スペーサ11のスリット12によって形成される空隙部は、試料液供給路を形成する。この試料液供給路の終端部は、空気孔22および32によって外部と連通する。試料液供給路の始端部には、フィルタ10の二次側先端部が入り込んでいる。試料液供給路は、断面が長方形で、その短辺が高さ方向となっている。そして、図2からわかるように、試料液供給路の始端部は、基板1の半円形部9の部分では基板の厚み分だけ深くなっている。この部分に入り込んでいるフィルタ10の二次側先端は、基板1の表面と同じ平面への投影図が半円形であり、図3からわかるように、中央部が試料液供給路内へ突出している。

【0015】図2では反応層を省いているが、図4は反応層を示している。基板1の電極系上に、親水性高分子の層17と反応層18aが形成されている。また、試料液供給路の天井に相当する上補助カバー21の下面側に、反応層18bが形成されている。この反応層18bは、上補助カバー21にスペーサ11を張り合わせ、これを逆さにして、スリット12により形成される凹部に、反応層形成用液を滴下し、乾燥することにより形成することができる。図示の例では、センサは、その構造をわかりやすくするために、6種類の部材から作製されているが、上カバー31と上補助カバー21、またはさらにスペーサ11を1つの部材で構成されていてもよ

い。また、下補助カバー 41 と下カバー 51、またはさらに基板 1 が 1 つの部材から構成されていてもよい。

【0016】このセンサを用いて血液中のコレステロールを測定するには、試料の血液を上カバー 31 の開口 35 から試料供給部となる凹部へ供給する。ここに供給された血液は、フィルタ 10 の一次側の端部からその内へ浸透する。フィルタ 10 内では、血球の浸透速度は液体成分である血漿より遅いので、血漿がフィルタの二次側の端部からしみだす。そして、このしみだした血漿は、電極系を覆う位置またはその直上のカバー裏面に担持された反応試薬を溶解しながら、電極系近傍からさらに空気孔 22 の部分までの試料液供給路全体を満たす。試料液供給路全体が液体で満たされると、フィルタ 10 内の液体の流動も停止し、その時点で、血球はフィルタ 10 の二次側の端部に到達せず、その位置に留め置かれる。したがって、フィルタ 10 は、血漿が試料液供給路全体を満たすだけの量が通過してなお血球がフィルタの二次側に達しない程度に、血漿と血球との流通抵抗の差があるように設計される。本発明のフィルタは、孔径 1~7 μm 程度のディプスフィルタが好適である。

【0017】このような血球ろ過の過程を経て、血漿により溶解された反応層と血漿中の測定成分、コレステロールセンサであればコレステロール、との化学反応が生じ、一定時間経過後、電極反応により電流値を測定し、血漿中の成分を定量することができる。図 4 は、試料液供給路の電極系近傍における反応層の配置の例を示す。基板 1 の電極系上には、親水性高分子のカルボキシメチルセルロースのナトリウム塩（以下単に CMC で表す）の層 17、および反応試薬の例えば電子メディエータを含む層 18a が形成してある。また、上カバー 31、上補助カバー 21、およびスペーサ 11 を組み合わせたカバー部材の裏面には、試料液供給路に露出する面に、酸化還元酵素を含む反応層 18b が形成されている。

【0018】図 1~図 4 に示すように、試料液供給路を構成するスリット 12 の、液が流通する方向に垂直な断面積は、いずれもフィルタ 10 の断面積に比べて小さくしてある。そして、フィルタ 10 は、その全体がほぼ均一な密度を有するものとしてある。このように、試料液供給路の断面積をフィルタ 10 の一次側断面積より小さくすることにより、フィルタで血球をろ過された血漿が毛管現象によって試料液供給路内に迅速に吸引されるようにすることができる。反応層には、一般に溶解しやすい部分と溶解し難い部分がある。溶解しやすい部分は、試料液供給路の縁、すなわちスペーサ 11 のスリット 12 の壁面に沿う部分で、中央部は溶解しにくい。フィルタを通過した試料液は、スペーサ沿いを優先的に流れるため、中央部分が完全に溶け終わっていないにもかかわらず、試料液が空気孔を塞いでしまうことがある。フィルタの二次側の中央部が左右両端部より試料液供給路内へ突出していることにより、試料液供給路内の中央部を

優先的に流れ、これによって気泡を試料液供給路の中央部分に残すことなく、速やかにセンサ内に血漿を流入させることが可能となる。

【0019】図 5 は試料液供給路内に濾過された血漿が流入する過程を説明する図であり、試料液供給路 12、空気孔 22 (32) およびフィルタ 10 を平面図で表している。(a) は初期状態であり、(b) はフィルタ 10 で濾過された血漿 20 が試料液供給路 12 内に入り始めた状態を表す。フィルタの二次側の中央部が左右両端部より試料液供給路内へ突出していることにより、試料液供給路内の中央部を優先的に流れる様子がわかるであろう。こうして血漿は、空気孔 22 まで達するので、気泡を内包した状態となることはない。一方、図 7 は先端が平面的な従来のフィルタ 10' を用いた場合の血漿の流れを表している。試料液供給路 12' の縁に沿う部分の試料層が溶解しやすいので、血漿は端の部分で優先的に流れ、従って、中央に気泡 30 を内包した状態になりやすいのである。

【0020】図示のような構造のバイオセンサでは、フィルタの一次側の幅は 5 mm 以下、厚さは 1 mm 以下が好ましい。試料液供給路の開口部の幅は 2 mm 以下、高さは 200 μm 以下が好ましい。また、基板の厚さは、フィルタ厚さが例えば 450 μm 、試料液供給路の高さが 100 μm の場合、350 μm 程度が好ましい。

【0021】

【実施例】以下、本発明の実施例を説明する。

《実施例 1》図 1~4 の構成を有するコレステロールセンサで、反応層 18a には電子メディエータが含まれ、反応層 18b にはコレステロールオキシダーゼ、コレステロールエステラーゼおよび界面活性剤が含まれる。このセンサの作製手順を以下に示す。まず、基板 1 の電極系上に、カルボキシメチルセルロースのナトリウム塩（以下 CMC と略す）の 0.8 wt % 水溶液を 5 μl 滴下し、50℃の温風乾燥機中で 10 分間乾燥させることにより CMC 層 17 を形成した。次に、フェリシアン化カリウム水溶液 4 μl （フェリシアン化カリウム 70 m M 相当）を CMC 層 17 上に滴下し、50℃の温風乾燥機中で 10 分間乾燥させることにより、フェリシアン化カリウムを含む層 18a を形成した。ノカルジア由来のコレステロールオキシダーゼ（EC 1.1.3.6、以下 ChOD と略す）とシュードモナス由来のコレステロールエステラーゼ（EC. 3.1.1.13、以下 ChE と略す）を溶解した水溶液に、界面活性剤であるポリオキシエチレン (10) オクチルフェニルエーテル (Triton X-100) を添加した。この混合液を、上カバー 31、上補助カバー 21、およびスペーサ 11 を組み合わせたカバー部材のスリット 12 の部分に形成される凹部に 1.3 μl 滴下し、-196℃の液体窒素にて凍結後、フラスコ内に収納して凍結乾燥機で一晩乾燥させることにより、1 ユニット (U) / センサのコレス

テロールオキシダーゼ、2.5 U/センサのコレステロールエステラーゼおよび2 wt %の界面活性剤を含む反応層18bを形成した。

【0022】ここに用いたスペーサ11の厚みは100mmであり、従って、試料液供給路における電極系を有する部分の高さは100mmである。この試料液供給路の開口部は、基板1の開口7の半円形部9に相当する部分で、基板1の厚み350mmだけ深くなっている。試料液供給路の幅は2mmである。フィルタ10は、厚さ約450 μ mのガラス繊維ろ紙で、上辺2mm、下辺4mm、高さ5mmの台形部10aと、台形部の上辺に連なる半径1mmの半円部10bからなる形に打ちぬい

た。そのフィルタを、図3のように、その先端部分が基板の凹部7に嵌合するように設置した。この後、前記の3つの部材からなるカバー部材と、基板1、下補助カバー41および下カバー51を一体化した部材とを接着することにより、コレステロールセンサを作製した。

【0023】このセンサに、試料液として全血20 μ lを開口35から試料供給部に導入し、3分後に対極を基準にして測定極にアノード方向へ+0.5Vのパルス電圧を印加し、5秒後に作用極と対極との間に流れる電流値を測定した。その結果を図6および表1に示す。

【0024】

【表1】

総コレステロール濃度 (mg/dl)	0	85	155	295
平均応答値 (μ A)	0.7	1.4	2.5	4.4
変動係数 (%)	3.0	5.3	5.9	4.5

【0025】図6から明らかなように、本発明のセンサによれば、コレステロール濃度と応答値との間に良好な直線性が得られる。

【0026】

【発明の効果】本発明によれば、妨害物質である血球をフィルタにより除去し、気泡を生じることなく、また気泡を生じたとしても容易に除去することが可能で、血球除去後の血漿を迅速に電極系へ供給することができる。従って、応答特性に優れた電気化学的バイオセンサを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態に係るバイオセンサの分解斜視図である。

【図2】同センサの縦断面図である。

【図3】同センサの反応層および上カバー部材を除いた平面図である。

【図4】同センサの要部の拡大断面図である。

【図5】試料液供給路内に血漿が流入する過程を説明する図である。

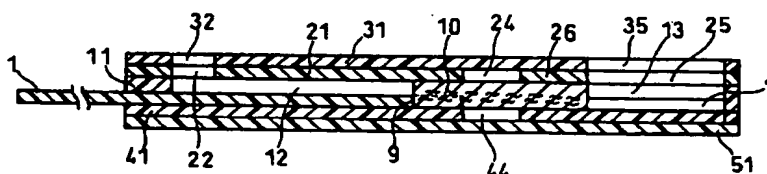
【図6】本発明の実施例のコレステロールセンサの応答特性を示す図である。

【図7】従来例において、試料液供給路内に血漿が流入する過程を説明する図である。

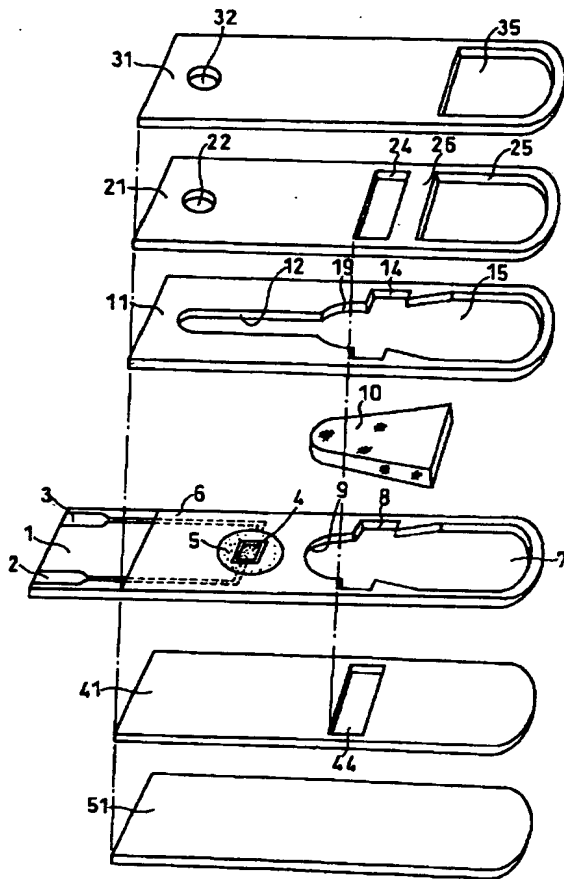
【符号の説明】

- 1 絶縁性基板
- 2、3 リード
- 4 作用極
- 5 対極
- 6 絶縁層
- 7 凹部
- 10 フィルタ
- 11 スペーサ
- 12 スリット
- 7、15、24、25、35、44、45 開口
- 8、14 凹部
- 9、19 半円形部
- 17 親水性高分子の層
- 18a、18b 反応層
- 20 血漿
- 21 上補助カバー
- 22、32 空気孔
- 26 仕切部
- 30 気泡
- 31 上カバー
- 41 下補助カバー
- 51 下カバー

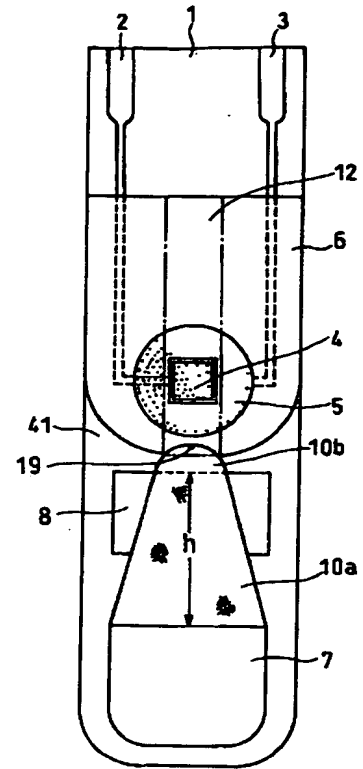
【図2】



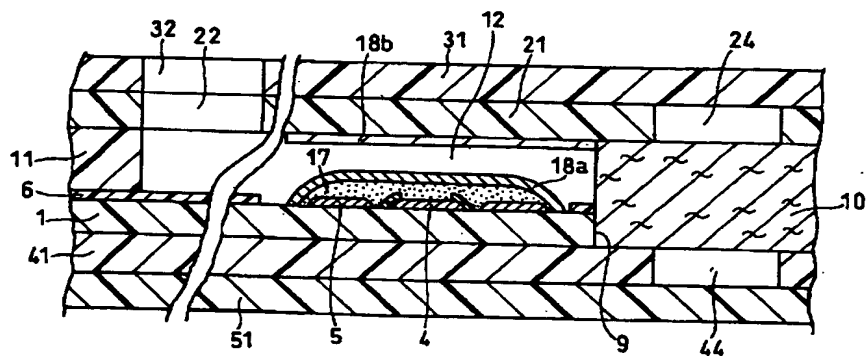
【図 1】



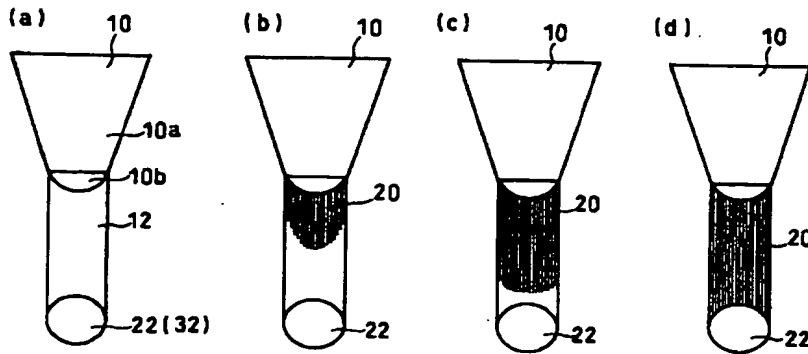
【図 3】



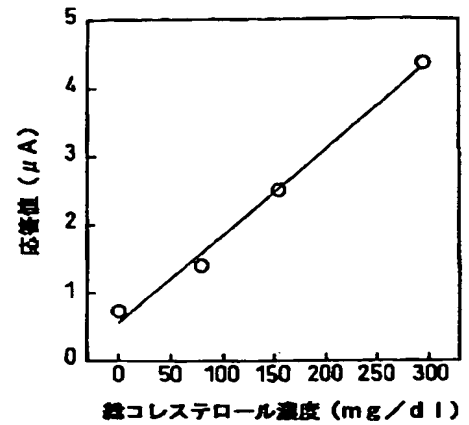
【図 4】



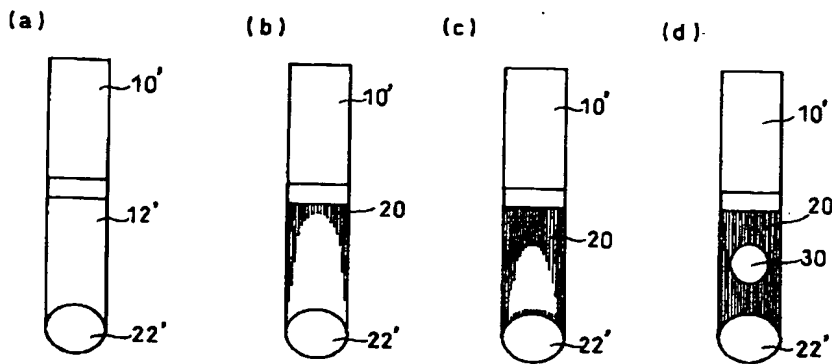
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72) 発明者 山本 智浩
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内

(72) 発明者 池田 信
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内
(72) 発明者 南海 史朗
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器
産業株式会社内